

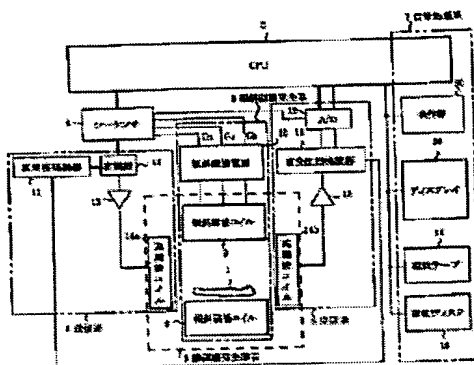
MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE

Patent number: JP2000237163
Publication date: 2000-09-05
Inventor: KATOONO ETSUJI; WATABE SHIGERU
Applicant: HITACHI MEDICAL CORP
Classification:
- international: **A61B5/055; G01R33/48; A61B5/055; G01R33/48;**
(IPC1-7): A61B5/055; G01R33/48
- european:
Application number: JP19990043540 19990222
Priority number(s): JP19990043540 19990222

Report a data error here

Abstract of JP2000237163

PROBLEM TO BE SOLVED: To improve depicting capacity of a blood vessel over the whole image pickup area by arranging a means for independently setting a measurement parameter on respective plural slabs or slices for constituting the image pickup area in a setting means of an image pickup condition. **SOLUTION:** In an MRI device having a magnetostatic field generating magnet 2, an inclined magnetic field generating system 3, transmission/reception systems 5, 6 and a signal processing system 7, plural slabs or slices are set in an image pickup area including a blood vessel by almost crossing at a right angle to the blood vessel in a bloodstream plotting technique. A pulse sequence including impression of an RF pulse and an inclined magnetic field pulse and measurement of an echo signal is repeatedly performed on the respective slabs/ slices to obtain a blood vessel image of the area. In this case, an operation part 30 is arranged in the signal processing system 7 as a setting means for setting a measurement parameter for image pickup, and a reference parameter display part, a change quantity setting part, a parameter deflecting pattern setting part and a preset parameter display part are arranged on a preset image screen of the operation part 30 to set a measurement condition with respective slices/slabs.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2000-237163
(P2000-237163A)

(43) 公開日 平成12年9月5日(2000.9.5)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード*(参考)
A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 5/05	3 8 2 4 C 0 9 6
G 0 1 R 33/48			3 7 0
		G 0 1 N 24/08	5 2 0 Y

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平11-43540

(22) 出願日 平成11年2月22日(1999.2.22)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 上遠野 悦慈

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72) 発明者 渡部 滋

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(74) 代理人 100099852

弁理士 多田 公子 (外1名)

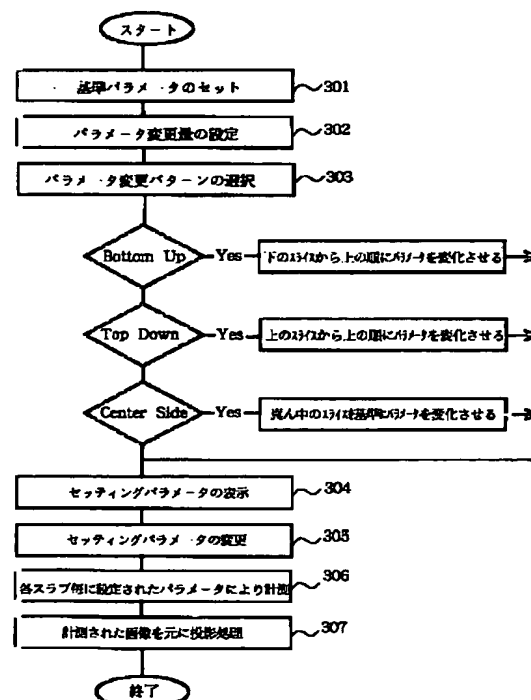
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】

【課題】 MRアンジオグラフィにおいて広範な領域全体にわたって血管の描出能を向上させる。

【解決手段】 被検体の血流方向に対して直交する複数のスライス/スラブを順次励起し、各スライス/スラブから信号を計測するマルチスライス/マルチスラブ計測において、各スライス/スラブ毎に計測パラメータを設定する手段を設ける。スライス/スラブ毎に最適な計測パラメータを設定できるので、最適な血管描出が可能となる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】被検体が置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射する送信系と、核磁気共鳴により前記被検体から放出されるエコー信号を検出する受信系と、前記傾斜磁場発生手段、送信系および受信系を制御する制御系と、前記受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行う信号処理系と、得られた画像を表示する手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、前記制御系は、撮像条件を設定する設定手段を備え、前記設定手段は撮像領域を構成する複数のスラブ或いはスライスの各々について独立して計測パラメータを設定する手段を設けたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】前記計測パラメータは、繰り返し時間TR、エコー時間TE、計測データ点数、高周波パルスの印加強度および高周波パルスによる励起プロファイルを含むことを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】血管を含む撮像領域に前記血管にほぼ直交して複数のスラブ或いはスライスを設定して、各スラブ或いはスライスについて高周波パルスおよび傾斜磁場パルスの印加とエコー信号の計測とを含むパルスシーケンスを繰り返し、前記領域の血管像を得る磁気共鳴アンジオグラフィにおいて、前記複数のスラブ或いはスライスの各々について計測パラメータを設定し、スラブ或いはスライス毎に撮像条件を最適化することを特徴とする磁気共鳴アンジオグラフィ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、核磁気共鳴（以下「NMR」と略記する）現象を利用して被検体の所望部位の断層画像を得る磁気共鳴イメージング装置に関し、特に血管系の走行を描出可能な磁気共鳴イメージング装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI装置という）は、NMR現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピン（以下、単にスピンと称す）の密度分布、緩和時間分布等を計測して、その計測データから被検体の任意の断面を画像表示するものである。

【0003】MRI装置を用いた血流描画手法（MRアンジオグラフィ）としては、スライス面への流入効果を用いたタイムオブフライト（Time-of-flight: TOF）法、血流による位相拡散を利用して血流を画像化する位相法（フェイズセンシティブ法、フェイズコントラスト法）が主に用

いられている。

【0004】流入効果は、"Magnetic Resonance Imaging. Stark Dd et al. edited, The C.V. Mosby Company, pp108~137, 1988"にも詳しく紹介されているように、高周波パルスの多重励起によって静止部からの信号が低下するのに対し、新たに撮像領域に流入する血液ではこのような信号低下がなく、相対的に信号強度が高くなる現象であり、TOF法ではこの流入効果を利用し血流を描出する。

【0005】ところで一般に血管を描出するためには一断面の画像データでは足りず比較的広い範囲を撮像する必要がある。3次元の画像データを得る方法として、図5に示すように2D計測法（a）と3D計測法（b）とがある。2D計測法（a）は、周波数エンコード方向と位相エンコード方向からなる平面（スライス面）を励起してエコー信号を得るもので、複数のスライスから順次データを取得することにより3次元の画像データを得る（マルチスライス計測）。この方法は、比較的流速の速い血管の描出に適した方法であるが、スライス方向の分解能を上げるためにはスライス厚を薄く計測した場合、スライス厚を薄くするほどエコー信号が弱くなりSN比が低下してしまうという問題がある。

【0006】これに対し3D計測法（b）は、スライス方向の厚さを有する立体的な領域を励起し、立体的にエコー信号を得る方法で、得られたエコー信号をスライスエンコード方向にもフーリエ変換を行うことでスライス厚の薄い連続した画像をスライスエンコード数分得ることができる。

【0007】しかし、スライス方向のエンコード数を増やし、励起する領域を厚くしていくと、その領域から流出していく血液は繰り返し励起を受けるため流入効果が低下し、血管のエコー信号が徐々に低下する。従って3D計測はあまり広範な領域を一度に励起するのには向かず、いくつかのスライスセット（スラブという）に分けて計測する必要がある。これをマルチスラブ計測という（図5（c））。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしこのような従来のマルチスラブ或いはマルチスライス計測で広範な領域を撮像する場合、スラブ間で描出すべき血管の太さや流速が変化する場合がある。一般にMRIにおいて血管の太さや流速の速さが異なる部位を計測する場合には、計測方法や計測条件を変更する必要がある。例えば、主幹動脈のように血管が太く、血流の流れが速い血管は、分解能を下げても、エコー時間を短くとり、血流内の乱流による影響を最小限に押さえる必要があり、また、末梢の血管は、血管が細く、血流の流れが遅いため、乱流の影響も少なく、エコー時間が多少延びても分解能を上げて計測する必要がある。

【0009】しかし、従来のマルチスラブ／マルチスラ

イス計測では、計測毎に計測条件が固定されているため、末梢の血管の多い部位と主幹の血管が主な部位を含む広範な領域を一度に計測しようとする、どちらかが影響を受け血管の描出能が低下する結果となった。

【0010】また血流速度の比較的速い血管ではマルチスライス計測の方が血流描出能が優れているが、血流速度の比較的遅い血管にはマルチスラブ計測の方が適しているものもある。

【0011】そこで本発明は、MRアンジオグラフィにおいて撮像領域全体にわたって血管の描出能を向上することを目的とする。特に血管の太さや血流速度が変化していく領域にわたって血管を描出する際にその変化に応じて最適な計測条件で血管を描出することが可能であるMRI装置を提供することを目的とする。

【0012】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成する本発明のMRI装置は、被検体が置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射する送信系と、核磁気共鳴により前記被検体から放出されるエコー信号を検出する受信系と、前記傾斜磁場発生手段、送信系および受信系を制御する制御系と、前記受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行う信号処理系と、得られた画像を表示する手段とを備え、前記制御系は、撮像条件を設定する設定手段を備え、前記設定手段は撮像領域を構成する複数のスラブ或いはスライスの各々について独立して計測パラメータを設定する手段を設けたものである。

【0013】設定手段においてスラブ或いはスライス毎に設定可能な計測パラメータとしては、繰り返し時間TR、エコー時間TE、計測データ点数、高周波パルス（RFパルス）の印加強度およびRFパルスによる励起プロファイルを含む。さらに設定手段は、設定パラメータとして、スラブ毎の撮像方法（2D計測或いは3D計測）の設定を含むことが好ましい。

【0014】また本発明によるMRアンジオグラフィは、血管を含む撮像領域に前記血管にほぼ直交して複数のスラブ或いはスライスを設定して、各スラブ或いはスライスについてRFパルスおよび傾斜磁場パルスの印加とエコー信号の計測とを含むパルスシーケンスを繰り返し、前記領域の血管像を得る方法であって、前記複数のスラブ或いはスライスの各々について計測パラメータを設定し、スラブ或いはスライス毎に撮像条件を最適化するのである。

【0015】この場合の計測パラメータも、繰り返し時間TR、エコー時間TE、計測データ点数、高周波パルス（RFパルス）の印加強度およびRFパルスによる励起プロファイルを含み、さらにスラブ毎の撮像方法（2D計測或いは3D計測）の設定を含むことが好ましい。

【0016】これら計測パラメータの設定は、選択するスラブ（スライス）内において描画すべき血管の太さや血流の速度によって適宜設定する。繰り返し時間TRは血管のコントラストに関わるパラメータであり、例えば血流が速いほどTRを短くする。エコー時間TEはリフェーズ効果に関わるパラメータであり、TEの延長はリフェーズ効果を低下させ、乱流、加速度流の位相拡散を引き起こす。フリップ角は、縦緩和 T_1 の飽和時間に関わるパラメータであり、血流の速度が遅いほど、フリップ角を短くする。励起プロファイルの設定は、プロファイルの傾斜の設定であり、流入効果に関わる。傾斜プロファイルを変化させることによりスライス／スラブ間の連続性を変えることができる。計測データ点数は、周波数エンコード数および位相エンコード数を含み、それぞれ対応する方向の画像の分解能に関わるパラメータである。データ点数を増加する程、各方向の分解能を上げることができる。データ点数を増加する場合には、繰り返し時間TR及びエコー時間TEを延長させる必要がある。計測法としては、比較的血流速度の速い血管の描出には2D計測法が、血流速度の遅い血管描出には3D計測法が適した計測法とされる。

【0017】本発明のMRI装置によれば、TOF計測において選択する領域（スラブ或いはスライス）毎にその領域における血管の太さや血流の速度に対応して最適な計測パラメータを設定するので、一度の計測で、スライス／スラブ毎に最適な計測条件で計測することができ、血管の描出能が向上した良好な画像を得ることができる。

【0018】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施例を添付図面を参照して詳細に説明する。

【0019】図1は本発明によるMRI装置の全体構成を示すブロック図である。このMRI装置は、核磁気共鳴（NMR）現象を利用して被検体の断層像を得るもので、静磁場発生磁石2と、傾斜磁場発生系3と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、シーケンサ4と、中央処理装置（CPU）8とを備えている。

【0020】静磁場発生磁石2は、永久磁石方式または常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段からなり、被検体1の周りにある広がりをもった空間に均一な静磁場を発生させる。磁場の方向は被検体1の体軸方向または体軸と直交する方向である。

【0021】傾斜磁場発生系3は、X、Y、Zの三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とから成り、シーケンサ4からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X、Y、Zの三軸方向の傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を被検体1に印加するようになっている。この傾斜磁場の加え方により被検体1に対するスライス面を設定することができる。

【0022】送信系5は、シーケンサ4から送り出される

高周波パルスにより被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル14aとから成り、高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケンサ4の命令に従って変調器12で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅し高周波コイル14aに供給する。これにより被検体1に近接して配置された高周波コイル14aから電磁波が被検体1に照射される。

【0023】受信系6は、被検体1の生体組織の原子核の核磁気共鳴により放出されるエコー信号(NMR信号)を検出するもので、被検体1に近接して配置された受信側の高周波コイル14bと、増幅器15と、直交位相検波器16と、A/D変換器17とから成る。送信側の高周波コイル14aから照射された電磁波による被検体1の応答の電磁波(NMR信号)を高周波コイル14bで検出し、増幅器15及び直交位相検波器16を介してA/D変換器17に入力してデジタル量に変換し、さらにシーケンサ4からの命令によるタイミングで直交位相検波器16によりサンプリングし二系列の収集データとし、その信号を信号処理系7に送る。

【0024】シーケンサ4は、CPU8の制御で動作し、被検体1の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、送信系5、傾斜磁場発生系3および受信系6に送る。具体的にはCPU8を介して入力された計測パラメータ(繰り返し時間TR、エコー時間TE、計測データ点数、高周波パルス(RFパルス)の印加強度およびRFパルスによる励起プロファイル等)に基づき、RFパルスの強度、照射タイミング、変調の仕方、傾斜磁場パルスの強度、印加タイミング、受信系6におけるサンプリングのタイミング等を制御する。

【0025】信号処理系7は、CPU8と、磁気ディスク18及び磁気テープ19等の記録装置と、CRT等のディスプレイ20とから成り、CPU8でフーリエ変換、補正係数計算、画像再構成等の処理を行い、任意断面の信号強度分布あるいは複数の信号に適当な演算を行って得られた分布を画像化してディスプレイ20に断層像として表示する。

【0026】信号処理系7は、更にCPU8に撮像のための計測パラメータを設定する設定手段として操作部30を備えている。操作部30は設計パラメータ入力のためのキーボード、ジョイスティック、マウス等の入力手段とGUI等のユーザーインターフェイスを備えている。

【0027】図2は操作部30の設定画面の一実施例を示す図で、この設定画面はユーザーが設定した基準パラメータ(Basic Parameter)を表示する基準パラメータ表示部31と、変更可能なパラメータについて変更量を設定する変更量設定部(Change Step)32と、自動的に予め決められた規則に従って計測パラメータを変更するためのパラメータ変更パターン設定部(Change Parameter)33と、各スラブ毎に設定された計測パラメータ値を表示する設定パラメータ表示部(Setting Parameter)34と

を備えている。

【0028】本実施例において基準パラメータ設定部31に表示されたパラメータは、計測シーケンスの種類を設定する「Sequence」、2D計測か3D計測かを設定する「mode」、体軸横断面(TRS)、冠状断面(COR)、矢状断面(SAG)などの計測面を設定する「Section」、計測視野を設定する「FOV」、繰り返し時間を設定する「TR」、エコー時間を設定する「TE」、フリップ角を設定する「FA」、計測スラブ数を設定する「MultiSlab」、各スラブにおけるスライス数を設定する「S.encoding」、各スライスのスライス厚さを設定する「Thickness」、各スラブ中心間の距離を設定する「Interval」、周波数エンコード方向のデータ点数を設定する「F.encoding」、位相エンコード方法のデータ点数を設定する「P.encoding」および計測加算回数を設定する「NSA」である。

【0029】変更量設定部32は、これら設定パラメータのうち、自動的に変更可能な設定パラメータ、ここではTR、TE、F.encodingおよびFAについて、変更量を設定するようにする。変更量の設定は、この実施例では基準値に対する+/-で設定する。勿論変更量は0であってもよい。予め決められた規則に従ってここで設定された変更量の変更が基準パラメータに加えられる。

【0030】パラメータ変更パターン設定部33では、予め決められた変更の規則(パターン)を選択することができる。変更パターンは、ここでは「BottomUP」「TopDown」「CenterSide」が設定できる。「BottomUP」は、スラブの大きい番号の方から小さい番号の方へ向ってパラメータを変化させるモードであり、基準パラメータとして設定された値を最大のスラブ番号に設定し、以後、番号が1番少なくなる毎に変更量設定部32に設定された変更量の変更を加えていく。「TopDown」はその逆に、スラブの小さい番号の方から大きい番号の方へ向ってパラメータを変化させるモードであり、基準パラメータとして設定された値を最小のスラブ番号に設定し、以後、番号が1番大きくなる毎に変更量設定部32に設定された変更量の変更を加えていく。「CenterSide」は中心のスラブから、それぞれ番号の小さい方と大きい方に向ってパラメータを変化させるモードである。

【0031】パラメータ変更パターン設定部33で変更パターンを選択した場合には、各スラブの変更量は自動的に設定されるが、パターンを選択せずに或いはパターンを選択した後、個々のスラブについて手動で計測パラメータの数値を変更することも可能である。

【0032】次にこのような構成においてTOF法によりマルチスラブ計測を行う方法について図3および図4を参照して説明する。図3は、計測パラメータの設定、変更および計測の手順を示し、図4はMRアンジオグラフィの撮像領域とスラブを示している。この実施例では第1スラブから第5スラブにかけて末梢の血管から主幹の血管が現れるものとして説明する。尚、図3および図4に

挙げた数値は単なる例示であって本発明はこれら数値には限定されない。

【0033】まず基準パラメータ設定部31に各計測パラメータの基準値（条件）を設定する（ステップ301）。図2に示す実施例ではスラブ数5の3D-TOF法によるマルチスラブ計測が設定されている。また血流描出能を上げるために隣接するスラブ同士がその厚さの20～80%程度オーバーラップするように「Interval」を設定する。

【0034】次に基準パラメータのうちスラブによって変更しようとするパラメータの変更量を変更量設定部32に数値入力して設定するとともに（302）、変更パターンを設定する（303）。ここでは末梢血管の多い第1のスラブでは、血流速度が遅いため繰り返し時間TRをやや長めにして分解能を上げた計測を行ない、第2、第3のスラブになるに従い、血管が太く血流が早くなるので、分解能を落としてもTRの短い計測を行なう。このためTRは第1スラブが最も長く、以後スラブ番号が増加するにつれ－3ずつTRが短くなり、周波数エンコード数F_{encod}も第1スラブが最も大きく、以後スラブ番号が増加するにつれ－10ずつ減じるように、「TopDown」の変更パターンを選択する。

【0035】以上のように設定がなされた時点で計算を行ない、設定パラメータ表示部（Setting Parameter）34に設定された計測パラメータを表示する（304）。新たに表示された計測パラメータは図4に示すようになる。上述のように設定した計測パラメータの一部をさらに変更することも可能である（305）。例えば血管の状態が第4スラブと第5スラブではほぼ同様の場合には、第5スラブのTRおよびT_{encod}をそれぞれ23ms、110に変更し、第4スラブと同一条件とすることもできる。

【0036】このように計測条件を設定した後、撮像を開始する（306）。即ち、1つのスラブをRFパルスによって選択励起するとともにスライスエンコード傾斜磁場および位相エンコード傾斜磁場を印加してそのスラブからエコー信号を計測するステップを5つのスラブについて順次実行し、所定数のスライスエンコードループおよび位相エンコードループを繰り返し、各スラブについて3D計測データを得る。この計測データを3D-FFT処理することによって画像データとする。画像データにMIP、Min IP等の公知の投影処理を行ない、血管像を得、これを表示する（307）。

【0037】こうして得られた血管像は、スラブ毎にスラブ内の血管の太さや血流速度に適した計測条件で計測されているので、全スラブを含む撮像領域全体にわたって高品質の画質となる。

【0038】尚、以上の実施例ではマルチスラブ計測の場合を説明したが、マルチスライス計測の場合にも同様にスライス毎に計測パラメータを設定し、同様の効果を得ることができる。更に以上の実施例では計測法を固定して、即ち撮像領域全体を3D-TOFで計測する場合を示したが、変更量設定部32において計測法の切り換えを行なう手段を付加し、スラブによって3D計測と2D計測とを切り換えることも可能である。例えば比較的流速の遅い第1～第3スラブまでを3D-TOFで計測し、第4および第5スラブを2D-TOFで計測するというようにスラブによって計測法を切り換えることができる。

【0039】

【発明の効果】本発明のMRI装置によれば、比較的広範な領域をマルチスライス計測或いはマルチスラブ計測によって撮影する際に、スライス／スラブ毎に計測条件（計測法、計測パラメータ）を設定可能にしたので、撮像領域全体にわたって最適な計測条件で撮影することができ、血管の描出能を上げることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のMRI装置の全体構成を示すブロック図

【図2】本発明のMRI装置の設定手段の一実施例を示す図

【図3】本発明のMRI装置における計測パラメータ設定の手順を示す流れ図

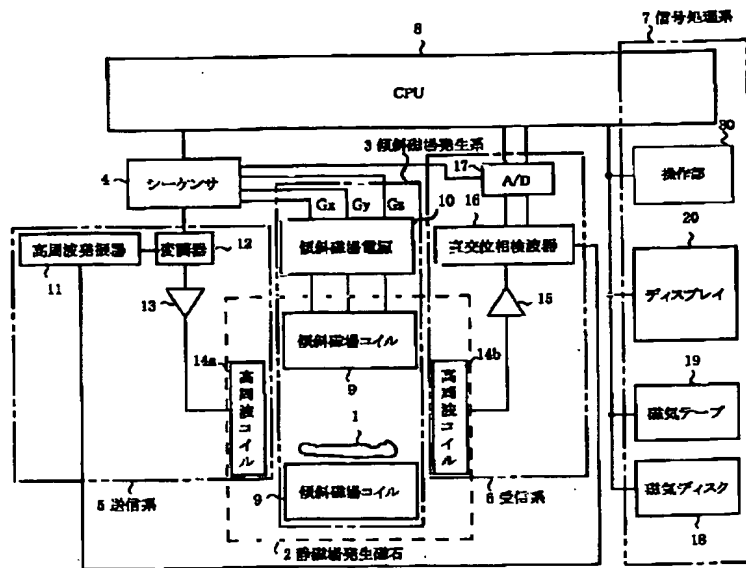
【図4】本発明のMRアンジオグラフィの一実施例を説明する図

【図5】従来のMRアンジオグラフィを説明する図

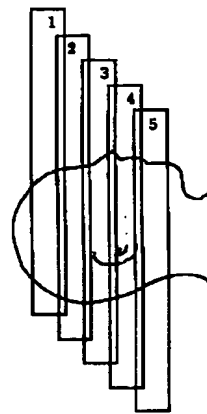
【符号の説明】

- 1…被検体
- 2…磁場発生装置
- 3…傾斜磁場発生系
- 4…シーケンサ（制御系）
- 5…送信系
- 6…受信系
- 7…信号処理系
- 8…CPU（制御系）
- 30…設定手段

【図1】



【図4】



- 第1スラブ
TR=32, TE=7, FA=30,
計測データ点数=140
- 第2スラブ
TR=29, TE=7, FA=30,
計測データ点数=130
- 第3スラブ
TR=26, TE=7, FA=30,
計測データ点数=120
- 第4スラブ
TR=23, TE=7, FA=30,
計測データ点数=110
- 第5スラブ
TR=20, TE=7, FA=30,
計測データ点数=100

【図2】

Basic Parameter

Sequence: TOF, mode: 3D, section: TRS, TRS, SAG, COR

FOV: 140, TR: 32, TE: 7, PA: 30, MultiSlab: 5, Sencod: 32, Thickness: 1.0, Interval: 18, Fencod: 140, Pencod: 256, NSA: 1

Change Step

TR: -3, TE: 0, Fencod: -10, PA: 0

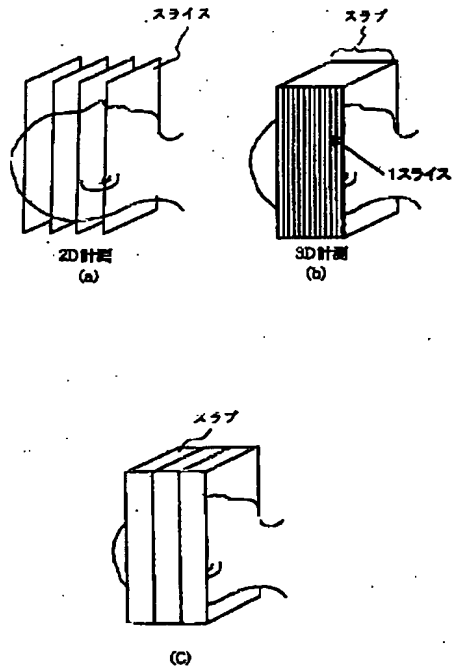
Change Parameter

top down, bottom up, top down, center slice

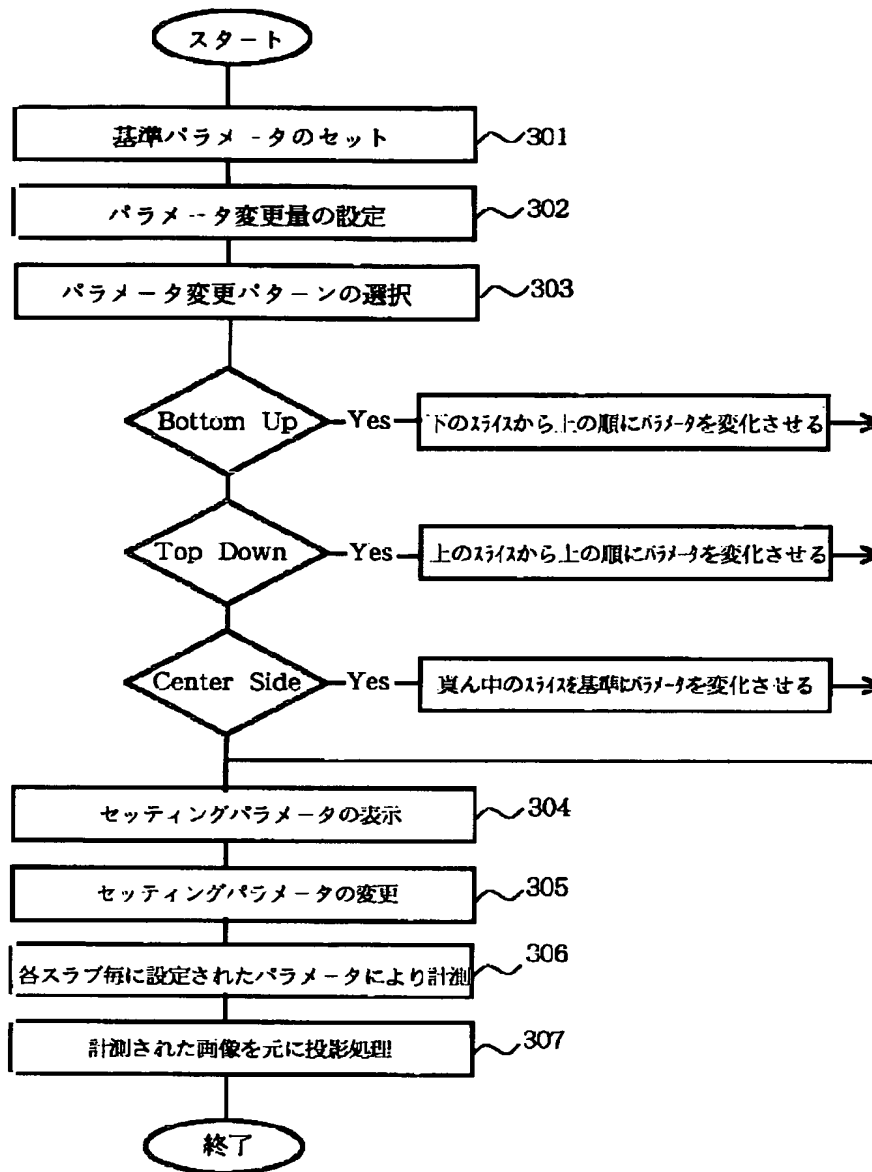
Setting Parameter

	TR	TE	FA	Fencod
1slab	32	7	30	140
2slab	32	7	30	140
3slab	32	7	30	140
4slab	32	7	30	140
5slab	32	7	30	140
...
Xslab	32	7	30	140

【図5】



【図3】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C096 AA10 AB09 AD06 AD07 BA15
 BA37 BA38 BA50 BB03 BB05
 BB10 BB14 BB18 BB29 BB30
 DA01 DD09